

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

⑫ 公開特許公報(A) 平4-82568

⑬ Int.Cl.³

識別記号

庁内整理番号

⑭ 公開 平成4年(1992)3月16日

A 61 N 1/06
A 61 H 23/02
A 61 N 1/40

3 4 1

7831-4C
8718-4C
7831-4C

審査請求 未請求 請求項の数 2 (全3頁)

⑮ 発明の名称 骨癒合促進装置

⑯ 特 願 平2-198416

⑰ 出 願 平2(1990)7月26日

⑱ 発 明 者 井 上 四 郎 岐阜県岐阜市北一色1丁目12番11号
⑱ 発 明 者 森 千 春 東京都文京区白山1丁目23番15号 伊藤超短波株式会社内
⑲ 出 願 人 伊藤超短波株式会社 東京都文京区白山1丁目23番15号
⑲ 出 願 人 井 上 四 郎 岐阜県岐阜市北一色1丁目12番11号
⑳ 代 理 人 弁理士 志賀 正武 外2名

明 細 書

1. 発明の名称

骨癒合促進装置

2. 特許請求の範囲

(1) 高周波発生器と、この高周波発生器の出力が印加される電極および超音波発生器とを具備する骨癒合促進装置において、前記電極に供給する出力の位相に対して前記超音波発生器に供給する出力の位相を変化させる位相可変手段を具備することを特徴とする骨癒合促進装置。

(2) 前記電極に印加される前記高周波発生器の出力を $1/2^n$ (n は1, 2, 3……の整数) に分周して印加する分周手段を具備することを特徴とする請求項1記載の骨癒合促進装置。

3. 発明の詳細な説明

「産業上の利用分野」

この発明は、骨折治療に用いて用いて好適な骨癒合促進装置に関する。

従来の技術

従来より、骨折治療に用いられる骨癒合促進装置としては、直流電気刺激法、交流電気刺激法、パルス電磁場刺激法(P E M F s: Pulsing Electro-Magnetic Fields)法、または、容量誘導(C C E F: capacitively coupled electric field)法によるものが開発されている。

直流電気刺激法および交流電気刺激法による骨癒合促進装置は、骨折部の近傍に2本の電極を挿入して、この間に電流を流すものであり、パルス電磁場刺激法による骨癒合促進装置は、体外から骨折部へ向けてパルス電磁場を照射し、骨折部に誘導電流を発生させるものである。また、容量誘導法による骨癒合促進装置は、骨折部の患部の皮膚に該骨折部を挟んで2つの電極を取付け、これらの間に高周波を印加するものである。

「発明が解決しようとする課題」

ところで、上述した従来の各骨癒合促進装置のうち、直流刺激法および交流刺激法によるものにおいては、上述のように生体内に直接電極を挿入するので、電気刺激エネルギーを骨折部に集中

させることができるという利点がある。しかしながら、電極を生体内に刺入するため、身体的苦痛が伴うという欠点がある。一方、パルス電磁場刺激法および容量誘導法によるものにおいては、生体内に電極を刺入する必要がないので、患者への負担が軽いという利点がある。しかしながら、電気刺激エネルギーを効率よく骨折部に集中させることが難しく、仮骨形成および骨癒合にかなりの期間がかかるという欠点がある。

この発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、非侵襲的で、かつ短時間で仮骨形成および骨癒合を行わせることができる骨成長促進装置を提供することを目的としている。

「課題を解決するための手段」

請求項1に記載の発明にあっては、高周波発生器と、この高周波発生器の出力が印加される電極および超音波発振子とを具備する骨癒合促進装置において、前記電極に供給する出力の位相に対して前記超音波発振子に供給する出力の位相を変化させる位相可変手段を具備することを特徴とする。

進装置の概略構成を示すブロック図である。なお、この実施例における骨癒合促進装置においては、上述した容量誘導法を適用したものである。

この図において、1は高周波発生器であり、60 KHzの高周波を発生し、その出力レベルを2.5～10 V p.p.の間で任意に調整できるようにしている。また、周波数も任意に可変できるようにしている。2a、2bは各々電極であり、コード3a、3bを介して高周波発生器1の両出力端に接続されている。4は超音波発振子である。この場合、超音波発振子4には、その超音波エネルギーをビーム状にする機構(図示略)が備えられている。5は位相器であり、高周波発生器1から超音波発振子4に供給される高周波出力の位相を変化させる。6は装置各部に電源を供給する電源部である。

このように構成された骨癒合促進装置において、第2図に示すように、各電極2a、2bを骨の骨折部を挟むように対向させて皮膚上に配置し、次いで、超音波発振子4を電極2a、2bの対向方向に対して直交方向に骨折部の皮膚上に配置する。そ

請求項2に記載の発明にあっては、請求項1に記載の発明の構成に加えて、前記電極に印加される前記高周波発生器の出力を $1/2^n$ (nは1,2,3…の整数)に分周して印加する分周手段を具備することを特徴とする。

「作用」

請求項1に記載の構成によれば、骨折部に誘導される高周波電流の位相に対して、該骨折部に誘導される超音波振動による圧電気の位相を調整できるので、骨折部において効果的な治療パターンを設定ができ、仮骨形成を効率よく行うことができる。

また、請求項2に記載の構成においては、電極に供給する高周波出力を分周できるので、電気刺激のパターンを最適なものに設定することができる。

「実施例」

以下、図面を参照してこの発明の実施例について説明する。

第1図はこの発明の第1実施例による骨癒合促

して、各配置を行った後、図示せぬ電源スイッチをオン側に投入すると、電極2a、2bの間に高周波が印加され、また同時に超音波発振子4から骨折部に向けて超音波が放射される。骨折部に向けて超音波が放射されると、骨折部に誘導される超音波振動による圧電気が生じる。次に、位相器5を調整して、超音波発振子4に供給する高周波出力の位相を変化させ、高周波による誘導電流の位相との相関関係から骨折部における効果的な治療パターンを設定する。

次に、第3図はこの発明の第2実施例による骨癒合促進装置の概略構成を示すブロック図である。この第2実施例においては、高周波発生器1の出力端と電極2a、2bの間に分周器7が設けられている以外、上述した第1実施例と同一の構成をなしている。

分周器7は、高周波発生器1の出力を $1/2^n$ (nは1,2,3…の整数)に分周するものであり、例えば、n=4として、高周波発生器1の出力の周波数を1 MHzとすれば、62.5 KHzの周波数に

分周する。この場合、骨癒合促進に効果的とされている電気刺激の周波数としては60KHzが良いとされ、超音波振動数は1MHz〜1.5MHzが良いとされている。したがって、高周波発生器1の出力周波数を1MHzとすれば、この周波数の出力がそのまゝ超音波発振子4に供給され、一方、この1MHzの高周波出力を1/2ⁿにした62.5KHzの高周波出力が電極2a, 2bに供給される。

このように、第2実施例による骨癒合促進装置は、生体組織内において、各組織の電気的特性で決まる電気刺激のパターンと、生体組織内の超音波特性で決まる超音波エネルギーの投与パターンとを効果的に組合わせて、対象とする骨折部に電気刺激および超音波刺激を投与することができる。

発明の効果

以上説明したようにこの発明は、上記の通りに構成されているので、次に記載する効果を奏する。

請求項1に記載の骨癒合促進装置によれば、骨折部に誘導される電流の位相に対して、該骨折部

に誘導される超音波振動の位相を調整できるようにしたので、骨折部において効果的な治療パターンの選定ができ、仮骨形成および骨癒合の促進を効率よく行うことができる。

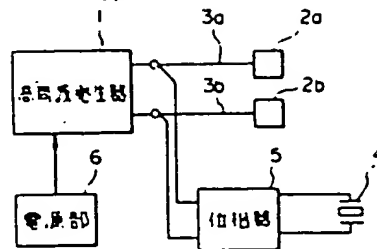
また、請求項2に記載の骨癒合促進装置によれば、電極に供給する高周波発生器の出力を1/2ⁿに分周できるようにしたので、電気刺激のパターンと超音波エネルギーの投与パターンとを最適なものに設定することができる。

4. 図面の簡単な説明

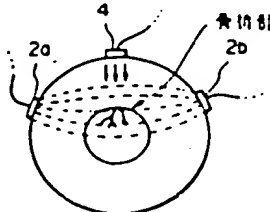
第1図はこの発明の第1実施例である骨癒合促進装置の概略構成を示すブロック図、第2図は同第1実施例の使用状態を示す図、第3図はこの発明の第2実施例である骨癒合促進装置の概略構成を示すブロック図である。

- 1……高周波発生部、2a, 2b……電極、
4……超音波発振子、
5……位相器(位相可変手段)、6……電源部、
7……分周器(分周手段)。

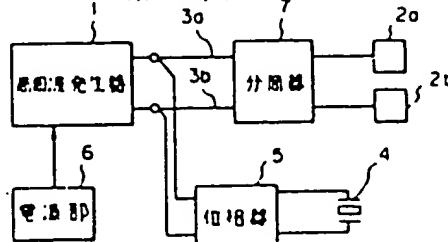
第1図



第2図



第3図



Code: 1052-35722

JAPANESE PATENT OFFICE

PATENT JOURNAL

KOKAI PATENT APPLICATION NO. HEI 4[1992]-82568

Int. Cl. ⁵ :	A 61 N 1/06 A 61 H 23/02 A 61 N 1/40
Sequence Nos. for Office use:	7831-4C 8718-4C 7831-4C
Application No.:	Hei 2[1991]-198416
Application Date:	July 26, 1990
Publication Date:	March 16, 1992
Number of Claims:	2 (Total of 3 pages)
Examination request:	Not requested

BONE HEALING ACCELERATION DEVICE

Inventors:	Shiro Inoue 1-12-11 Kita-ichihiro, Gifu-shi, Gifu-ken Chiharu Mori c/o Ito Co., Ltd. 1-23-15 Shirayama, Bunkyo-ku, Tokyo
------------	--

Applicant:

Ito Co., Ltd.
1-23-15 Shirayama,
Bunkyo-ku, Tokyo

Shiro Inoue
1-12-11 Kita-ichihiro,
Gifu-shi, Gifu-ken

Agent:

Masatake Shiga, patent
attorney (and two others)

Claims

1. A bone healing acceleration device which comprises a high frequency generator, an electrode to which is applied the output of the aforementioned high frequency generator, and an ultrasonic oscillator; wherein said bone healing acceleration device is characterized in that it comprises a phase varying means which alters the phase of the output provided to the aforementioned ultrasonic oscillator with respect to the phase of the output provided to the aforementioned electrode.

2. The bone healing acceleration device described in Claim 1, which is characterized in that it comprises a frequency divider which applies the output of the aforementioned high frequency generator, which is provided to the aforementioned electrode, after multiplying it by $1/2^n$ (where n is an integer 1, 2, 3, . . .).

Detailed explanation of the invention

Industrial application field

The present invention pertains to a bone healing acceleration device that is suitable for use in therapy for broken bones.

Prior art

Bone healing acceleration devices heretofore used in broken bone therapy have been developed using the following methods: dc current stimulation, ac current stimulation, pulsed electromagnetic field stimulation (PEMF), and capacitively coupled electric field (CCEF).

Bone healing acceleration devices which use dc current stimulation or ac current stimulation involve the insertion of two electrodes near the fracture and application of an electronic current between them. Bone healing acceleration devices which use pulsed electromagnetic field stimulation involve irradiating the fracture from the outside with a pulsed electromagnetic field so as to generate an induced current in the fracture. Bone healing acceleration devices which use the capacitively coupled electric field method involve the attachment of two electrodes on the skin surrounding the fracture so as to sandwich the fracture, and application of high frequency waves between them.

Problems to be solved by the invention

Incidentally, of the various aforementioned conventional bone healing acceleration devices, those which utilize dc current or ac current stimulation are advantageous in that they permit a concentration of electronic stimulating energy in the fracture because they involve the direct insertion of electrodes into the body as described above. However, because electrodes are inserted into the body, there is the drawback of related bodily pain. In contrast, those methods which utilize pulsed electromagnetic field stimulation or the capacitively coupled electric field method have the advantage of little burden to the patient because they do not require the insertion of electrodes into the body. However, these are disadvantageous in that it is difficult to efficiently concentrate the electronic stimulating energy in the fracture, thus requiring a considerable length of time for formation and bone healing.

The present invention has been developed in light of the above conditions, and has the objective of providing a bone growth acceleration device with which it is possible to form new bones and heal bones noninvasively and in a short amount of time.

Means to solve the problems

The invention described in Claim 1 is a bone healing acceleration device which comprises a high frequency generator, an electrode to which is applied the output of the aforementioned high frequency generator, and an ultrasonic oscillator; wherein said bone healing acceleration device is characterized in that it

comprises a phase varying means which alters the phase of the output provided to the aforementioned ultrasonic oscillator with respect to the phase of the output provided to the aforementioned electrode.

The invention described in Claim 2 has the structure of the invention described in Claim 1, and is characterized in that it comprises a frequency divider which applies the output of the aforementioned high frequency generator, which is provided to the aforementioned electrode, after multiplying it by $1/2^n$ (where n is an integer 1, 2, 3 . . .).

Function

With the structure described in Claim 1, it is possible to adjust the phase of the piezoelectricity, resulting from the ultrasonic vibration induced in the aforementioned fracture, with respect to the phase of the high frequency current induced in the fracture. Thus it is possible to select a therapeutic pattern which is effective for the fracture, making it possible to efficiently form new bone.

With the structure described in Claim 2 it is possible to divide the high frequency output which is provided to the electrodes. Thus it is possible to set a suitable electronic stimulation pattern.

Application examples

Application examples of the present invention will be described below with reference to the figures.

Figure 1 is a block diagram which illustrates the general structure of the bone healing acceleration device of the first application example of the present invention. It should be noted that the capacitively coupled electric field method described above is used with the bone healing acceleration device of the present application example.

In the figure, (1) is a high frequency generator which has a 60 kHz output adjustable as desired between 2.5 and 10 V_{pp}. In addition, the frequency may be varied as desired. (2a) and (2b) are electrodes which are connected to the two output terminals of the high frequency generator (1) through cords (3a) and (3b). (4) is a ultrasonic oscillator. In this case, the ultrasonic oscillator (4) is structured so that the ultrasonic energy is formed into a beam (not shown). (5) is a phase shifter which alters the phase of the high frequency output that is provided to the ultrasonic oscillator (4) from the high frequency generator (1). (6) is a power supply which supplies power to the components of the device.

With the bone healing acceleration device structured in the above manner, as shown in Figure 2, the electrodes (2a) and (2b) are placed on the skin so as to oppose each other on opposite sides of the fracture. The ultrasonic oscillator (4) is placed on the skin near the fracture so as to be perpendicular to the direction in which the electrodes (2a) and (2b) oppose each

other. After these placements are made and a power switch (not shown) is turned on, a high frequency wave is applied between the electrodes (2a) and (2b), and an ultrasonic wave is emitted from the ultrasonic oscillator (4) in the direction of the fracture at the same time. When the ultrasonic wave is emitted towards the fracture, piezoelectricity is created by the ultrasonic vibration induced in the fracture. Next, the phase shifter (5) is adjusted to alter the phase of the high frequency output provided to the ultrasonic oscillator (4). A therapeutic pattern which is effective for the fracture is set based on the correlation between this and the phase of the induced current resulting from the high frequency wave.

Next, Figure 3 is a block diagram which illustrates the general structure of the bone healing acceleration device of a second application example of the present invention. In this second application example a frequency divider (7) is situated between the output terminals of the high frequency generator (1) and the electrodes (2a) and (2b). In other respects the structure is the same as that of the first application example described above.

The frequency divider (7) multiplies the output of the high frequency generator (1) by $1/2^n$ (where n is an integer 1, 2, 3, . . .). For example, if $n = 4$ and the frequency of the output of the high frequency generator (1) is 1 MHz, then it is divided into a frequency of 62.5 kHz. In this case, assuming that 60 kHz is the electronic stimulation frequency which is considered effective for accelerating the bone healing process, the ultrasonic vibration frequency should be between 1 MHz and

1.5 MHz. Thus if the output frequency of the high frequency generator (1) is set to 1 MHz, then the output will be provided without modification to the ultrasonic oscillator (4), where the 1 MHz high frequency output is multiplied by $1/2^4$ to obtain a 62.5 kHz high frequency output that is provided to the electrodes (2a) and (2b).

Thus with the bone healing acceleration device of the second application example, it is possible to provide electronic and ultrasonic stimulation to the targeted fracture by effectively combining the following in the body structure: an electronic stimulation pattern that is determined by the electronic characteristics of the structure, and a projected pattern of ultrasonic energy that is determined by the ultrasonic characteristics in the body structure.

Effects of the invention

Thus because the present invention is structured in the above manner it provides the following effects.

With the bone healing acceleration device described in Claim 1, it is possible to adjust the phase of the ultrasonic vibration induced in the aforementioned fracture with respect to the phase of the current induced in the fracture. Thus it is possible to select a therapeutic pattern which is effective for the fracture, making it possible to efficiently form new bone and accelerate bone healing.

In addition, with the bone healing acceleration device described in Claim 2 it is possible to divide the output of the high frequency generator which is provided to the electrodes. Thus it is possible to set a suitable electronic stimulation pattern and a suitable projected ultrasonic energy pattern.

Brief explanation of the figures

Figure 1 is a block diagram that illustrates the general structure of the bone healing acceleration device which is the first application example of the present invention. Figure 2 is a diagram that illustrates the first application example in use. Figure 3 is a block diagram that illustrates the general structure of the bone healing acceleration device of the second application example of the present invention.

1. High frequency generator
- 2a, 2b. Electrodes
4. Ultrasonic oscillator
5. Phase shifter (phase varying means)
6. Power supply
7. Frequency divider (frequency dividing means)

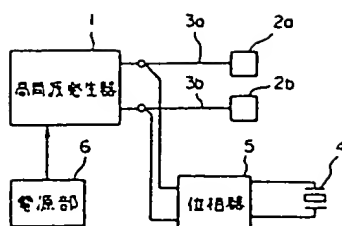


Figure 1

Key: 1 High frequency generator
 5 Phase shifter
 6 Power supply

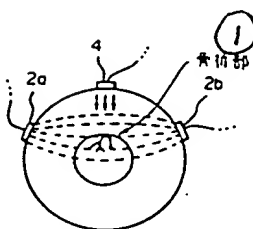


Figure 2

Key: 1 Fracture

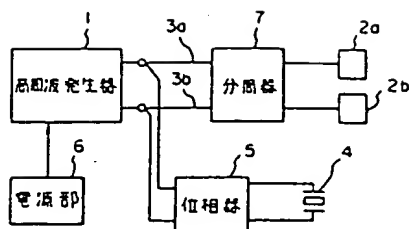


Figure 3

Key: 1 High frequency generator
 5 Phase shifter
 6 Power supply
 7 Frequency divider